

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-275214

(43) 公開日 平成7年(1995)10月24日

(51) Int.Cl. ⁸	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/022		7638-4C	A 6 1 B 5/ 02	3 3 2 A
		7638-4C		3 3 7 L
		7638-4C		3 3 7 E

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願平6-67112

(22) 出願日 平成6年(1994)4月5日

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 岡 享

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(72) 発明者 小椋 敏彦

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

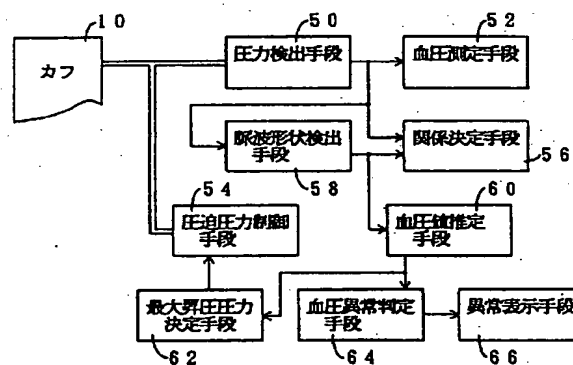
(74) 代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置

(57) 【要約】

【目的】 カフの徐速降圧期間における血圧測定に先立って生体の血圧値を推定できる血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置を提供する。

【構成】 関係決定手段56により、脈波の形状とその脈波発生時のカフ10の圧迫圧力P。と生体の血圧値との関係が決定される一方、血圧値推定手段60によって、その関係からカフ10の急速昇圧期間において脈波形状検出手段58により検出された実際の脈波の形状およびその脈波の発生時のカフ10の圧迫圧力P。に基づいて血圧値が推定される。したがって、カフ10の徐速降圧期間に先立つカフの急速昇圧期間において生体の血圧値が推定され、大まかな生体の血圧値を迅速に得ることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体に対するカフの圧迫圧力を所定速度で緩やかに降圧させる期間で血圧測定を実行する自動血圧測定装置において、該所定速度の降圧に先立つカフの急速昇圧期間において該生体の血圧値を推定する血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置であって、前記カフの圧迫圧力を検出する圧力検出手段と、前記カフに発生する脈波の形状を検出する脈波形状検出手段と、前記血圧測定に際して得られた脈波の形状と前記生体の血圧値とに基づいて、前記カフの圧迫圧力に伴って変化する脈波の形状と該脈波の発生時のカフの圧迫圧力と前記生体の血圧値との間の生体固有の関係を予め決定する関係決定手段と、該関係決定手段により決定された関係から、前記カフの急速昇圧期間において前記脈波形状検出手段により検出された実際の脈波の形状および該脈波の発生時のカフの圧迫圧力に基づいて前記生体の血圧値を推定する血圧値推定手段と、を含むことを特徴とする血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【請求項2】 前記脈波の形状は予め定められた複数種類の波形解析値により定量的に表されるものであり、前記関係決定手段は、前記複数種類の波形解析値毎に複数種類の関係を決定するものであり、前記血圧値推定手段は、該複数種類の関係から複数の血圧値を算出するとともに該複数の血圧値に基づいて前記生体の血圧値を推定するものである請求項1の血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【請求項3】 前記血圧値推定手段により推定された血圧値に基づいて前記急速昇圧期間の最大昇圧圧力を決定する最大昇圧圧力決定手段と、前記カフの圧力が該最大昇圧圧力決定手段により決定された最大昇圧圧力に到達したら、該カフの徐速降圧を開始させる圧迫圧力制御手段とをさらに含むものである請求項1の血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【請求項4】 前記血圧値推定手段により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより前記生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段と、該血圧異常判定手段により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段とをさらに含むものである請求項1の血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【請求項5】 生体に対するカフの圧迫圧力を所定速度で緩やかに降圧させる期間で血圧測定を実行する自動血圧測定装置において、該所定速度の降圧に先立つカフの急速昇圧期間において該生体の血圧値を推定する血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置であって、前記カフの圧迫圧力を検出する圧力検出手段と、前記カフに発生する脈波の形状を検出する脈波検出手段

と、該脈波検出手段により検出された脈波の振幅およびその脈波が発生したときのカフの圧力を記憶する脈波振幅カフ圧記憶手段と、前記カフの急速昇圧期間において前記脈波検出手段により検出された複数個の脈波の振幅と該複数個の脈波の発生時のカフの圧力との関係を表す包絡線を決定する包絡線決定手段と、予め設定された関係から、該包絡線決定手段により決定された包絡線に基づいて前記生体の血圧値を推定する血圧値推定手段と、を含むことを特徴とする血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【請求項6】 前記血圧値推定手段により推定された血圧値に基づいて前記急速昇圧期間の最大昇圧圧力を決定する最大昇圧圧力決定手段と、前記カフの圧力が該最大昇圧圧力決定手段により決定された最大昇圧圧力に到達したら、該カフの徐速降圧を開始させる圧迫圧力制御手段とをさらに含むものである請求項5の血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【請求項7】 前記血圧値推定手段により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより前記生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段と、該血圧異常判定手段により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段とをさらに含むものである請求項5の血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、自動血圧測定装置のカフ徐速降圧時における血圧値の測定に先立って、カフの急速昇圧時において血圧値を推定する血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の血圧値を自動的に測定する自動血圧測定装置が知られている。このような自動血圧測定装置では、通常、動脈内の血流が阻止されるまで生体に対するカフの圧迫圧力が急速に昇圧された後、カフの圧迫圧力が所定速度たとえば2乃至3 mmHg/sec程度の速度で緩やかに降圧させられる期間で血圧測定が実行される。この血圧決定の方式としてはオシロメトリック方式およびコロトコフ音方式がよく知られている。オシロメトリック方式では、カフが緩やかに降圧させられる期間でカフに発生する圧力振動を脈波として検出し、その脈波振幅の大きさの変化に基づいて最高血圧値および最低血圧値が決定される。また、コロトコフ音方式では、カフが緩やかに降圧させられる期間で動脈から発生する血流音すなわちコロトコフ音をマイクロホンにより検出し、そのコロトコフ音の発生および消滅に基づいて最高血圧値および最低血圧値が決定される。これらの血圧値決定方

式では脈波或いはコロトコフ音の発生間隔に相当するカフの圧力変化量が測定精度を左右することから、自動血圧測定装置では、高精度で血圧値を測定するためにカフが緩やかに降圧させられる期間で血圧測定が自動的に実行されるようになっているのである。

【0003】

【発明が解決すべき課題】ところで、上記従来の自動血圧測定装置では、カフが緩やかに降圧させられる期間で血圧測定が実行されることから、血圧値を得るために20秒程度の時間を必要とすることが避けられない。このため、そのようなカフの徐速降圧期間における血圧測定に先立って、生体の血圧値を迅速に知ることができない欠点があった。たとえば、救急患者に対して迅速な判断を強いられる場合や、カフの急速昇圧中に生体の最高血圧値よりも所定値だけ高い昇圧停止圧を決定する場合のように、カフの徐速降圧期間における血圧測定に先立って生体の血圧値を大まかでもよいが迅速に知ることが望まれるのである。

【0004】本発明は以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、カフの徐速降圧期間における血圧測定に先立って生体の血圧値を推定できる血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための第1の手段】かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体に対するカフの圧迫圧力を所定速度で緩やかに降圧させる期間で血圧測定を実行する自動血圧測定装置において、その所定速度の降圧に先立つカフの急速昇圧期間において生体の血圧値を推定する血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置であって、(a)前記カフの圧迫圧力を検出する圧力検出手段と、(b)前記カフに発生する脈波の形状を検出する脈波形状検出手段と、(c)前記血圧測定に際して得られた脈波の形状と前記生体の血圧値とに基づいて、前記カフの圧迫圧力に伴って変化する脈波の形状とその脈波の発生時のカフの圧迫圧力と前記生体の血圧値との間の生体固有の関係を予め決定する関係決定手段と、(d)その関係決定手段により決定された関係から、前記カフの急速昇圧期間において前記脈波形状検出手段により検出された実際の脈波の形状およびその脈波の発生時のカフの圧迫圧力に基づいて前記生体の血圧値を推定する血圧値推定手段とを、含むことにある。

【0006】

【作用】このようにすれば、関係決定手段により、前記血圧測定に際して得られた脈波の形状と前記生体の血圧値とに基づいて、カフに発生する脈波の形状とその脈波の発生時のカフの圧迫圧力と生体の血圧値との間の生体固有の関係が予め決定される一方、血圧値推定手段によって、その関係から脈波形状記憶手段によりカフの急速昇圧期間において検出された実際の脈波の形状およびそ

の脈波の発生時のカフの圧迫圧力に基づいて生体の血圧値が推定される。

【0007】

【第1発明の効果】したがって、本発明の自動血圧測定装置によれば、カフに発生する脈波の形状とその脈波の発生時のカフの圧迫圧力と生体の血圧値との間の予め求められた生体固有の関係から、カフの徐速降圧期間に先立つカフの急速昇圧期間において得られた少なくとも1拍の脈波の波形解析値とその発生時のカフの圧力とに基づいて生体の血圧値が推定され、大まかな生体の血圧値を迅速に得ることができる。

【0008】ここで、好適には、前記脈波の形状は予め定められた複数種類の波形解析値により定量的に表されるものであり、前記関係決定手段は、前記複数種類の波形解析値毎に複数種類の関係を決定するものであり、前記血圧値推定手段は、その複数種類の関係から複数の血圧値を算出するとともにその複数の血圧値に基づいて前記生体の血圧値を推定するものである。このようにすれば、複数種類の関係から多面的に決定された複数血圧値から生体の血圧値が推定されるので、推定される血圧値の信頼性が高められる。上記波形解析値としては、脈波の振幅値b、脈波の立ち上がり部分の最大傾斜を示すSIope値、脈波の形状の尖り具合を示す%MAP値、脈波の立ち上がり時間の脈波周期に対する割合を示す立上り%値、最大ピークとその次のピークとの間の脈波周期に対する割合を示すピークインデックスPI値などが用いられる。

【0009】また、好適には、前記血圧値推定手段により推定された血圧値に基づいて前記急速昇圧期間の最大昇圧圧力を決定する最大昇圧圧力決定手段と、前記カフの圧力がその最大昇圧圧力に到達したら、カフの徐速降圧を開始させる圧迫圧力制御手段とが、さらに含まれる。このようにすれば、カフがその急速昇圧期間において最大昇圧圧力まで昇圧されることで、カフが必要かつ十分な値すなわち生体の最高血圧値よりも所定値だけ高い値まで昇圧されるので、不要に高い圧にカフを昇圧したり或いは再昇圧をしたりすることが解消されて生体に対する負担が軽減される。

【0010】また、好適には、前記血圧値推定手段により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより前記生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段と、その血圧異常判定手段により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段とが、さらに含まれる。このようにすれば、カフがその急速昇圧期間において生体の血圧値が異常であるか否かを知ることができ、生体に対する医療措置について迅速な判断が可能となる。

【0011】

【課題を解決するための第2の手段】また、前記目的を達成するための他の発明の要旨とするところは、生体に

対するカフの圧迫圧力を所定速度で緩やかに降圧させる期間で血圧測定を実行する自動血圧測定装置において、その所定速度の降圧に先立つカフの急速昇圧期間において生体の血圧値を推定する自動血圧測定装置であって、
 (a) 前記カフの圧迫圧力を検出する圧力検出手段と、
 (b) 前記カフに発生する脈波を検出する脈波検出手段と、
 (c) その脈波検出手段により検出された脈波の振幅とその脈波が発生したときのカフの圧力とを記憶する脈波振幅カフ圧記憶手段と、
 (d) 前記カフの急速昇圧期間において脈波検出手段により検出された複数の脈波の振幅とその複数の脈波が検出されたときのカフの圧力との関係を表す包絡線を決定する包絡線決定手段と、
 (e) 予め設定された関係からその包絡線決定手段により決定された包絡線に基づいて前記生体の血圧値を推定する血圧値推定手段とを、含むことにある。

【0012】

【作用】このようにすれば、カフの急速昇圧期間において脈波検出手段により検出された複数の脈波の大きさとその複数の脈波が検出されたときのカフの圧力との関係を表す包絡線が、包絡線決定手段により決定され、
 予め設定された関係からその包絡線決定手段により決定された包絡線に基づいて前記生体の血圧値が血圧値推定手段により推定される。

【0013】

【第2発明の効果】したがって、本発明の自動血圧測定装置によれば、カフの徐速降圧期間に先立つカフの急速昇圧期間において得られた包絡線に基づいて生体の血圧値が推定され、大まかな生体の血圧値を迅速に得ることができる。

【0014】ここで、好適には、前記血圧値推定手段により推定された血圧値に基づいて前記急速昇圧期間の最大昇圧圧力を決定する最大昇圧圧力決定手段と、前記カフの圧力がその最大昇圧圧力に到達したら、カフの徐速降圧を開始させる圧迫圧力制御手段とがさらに含まれる。このようにすれば、カフがその急速昇圧期間において最大昇圧圧力まで昇圧されることで、カフが必要かつ十分な値すなわち生体の最高血圧値よりも所定値だけ高い値まで昇圧されるので、不要に高い圧にカフを昇圧したり或いは再昇圧をしたりすることが解消されて生体に対する負担が軽減される。

【0015】また、好適には、前記血圧値推定手段により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより前記生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段と、その血圧異常判定手段により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段とが、さらに含まれる。このようにすれば、カフがその急速昇圧期間において生体の血圧値が異常であるか否かを知ることができ、生体に対する医療措置について迅速な判断が可能となる。

【0016】

【実施例】以下、本発明の一実施例である血圧値推定機能を備えた自動血圧測定装置を図面に基づいて詳細に説明する。

【0017】図1において、生体の上腕などを圧迫するためにそれに巻回されるカフ10は、ゴムシート或いはビニールシートのような弾性膜などにより構成された膨張袋10aが伸縮不能な腕帯10b内に収容されることにより構成されている。このカフ10の膨張袋10aは、たとえば半導体圧力検出素子を備えた圧力センサ12、電動式の空気ポンプ14、および圧力制御弁16と空気配管18を介して接続されている。この圧力制御弁16はカフ10の圧迫圧力を演算制御装置26からの指令に従って制御するものであり、後述の圧迫圧力制御手段54として機能している。

【0018】上記圧力センサ12は、後述の圧力検出手段50に対応するものであり、カフ10内の圧力を検出し、その圧力を表す圧力信号SPをローパスフィルタ20、第1バンドパスフィルタ22、第2バンドパスフィルタ23へ供給する。ローパスフィルタ20は、圧力信号SPに含まれる直流成分を弁別してカフ10の圧力（静圧）P_cを取り出すものであり、カフ圧信号SKとしてA/D変換器24へ出力する。また、第1バンドパスフィルタ22は、圧力信号SPに含まれるたとえば1乃至10Hzの周波数成分を弁別して脈波成分を取り出し、脈波信号SM1としてA/D変換器24へ出力する。生体の上腕などに巻回されるカフ10には、動脈の脈動に基づいて心拍に同期した圧力変動が発生するのである。そして、第2バンドパスフィルタ23は、圧力信号SPに含まれる0.5乃至20Hzの周波数成分を弁別して脈波成分を取り出し、脈波信号SM2としてA/D変換器24へ出力する。第1バンドパスフィルタ22は、血圧測定のためのカフ10の圧力の徐速圧力変化（2乃至3mm/Hg）中において心拍に同期してカフ10に発生する圧力振動すなわち脈波振幅をモーションアーチファクトノイズなどのノイズの影響なく取り出すことを目的とする狭い周波数特性を備えているのに対し、第2バンドパスフィルタ23は、より正確な脈波を採取するためのカフ10の圧力の保持中において動脈内に発生する圧脈波と同様の形状の脈波をカフ10から正確に取り出すことを目的とする比較的広い周波数特性を備えているのである。なお、上記A/D変換器24には、上記3種類の入力信号を時分割するマルチプレクサが含まれており、それら3種類の入力信号を並列的にA/D変換する機能を備えている。上記第1バンドパスフィルタ22および第2バンドパスフィルタ23は後述の脈波形状検出手段58に対応している。

【0019】演算制御装置26は、CPU28、RAM30、ROM32、出力インターフェース34、表示用インターフェース36を含む所謂マイクロコンピュータであり、CPU28は、A/D変換器24から入力され

た信号を、RAM30の一時的記憶機能を利用しつつ、予めROM32に記憶されたプログラムに従って処理し、出力インターフェース34を介して空気ポンプ14および圧力制御弁16を駆動制御するとともに、表示用インターフェース36を介して表示器38を駆動制御する。この表示器38には、多数の画素によって数値や波形を表示できる画像表示板が備えられるとともに、必要に応じてインクによって紙面上に数値および波形を表示できる印字機が備えられる。本実施例では、上記表示器38が後述の異常表示手段66に対応している。

【0020】モード切替スイッチ40は、1回測定モードと連続監視モードとを切り替えるために操作されるものであり、1回測定モードまたは連続監視モードを指令する信号を選択的にCPU28に供給する。また、起動/停止スイッチ42は、その押圧操作毎に起動および停止を交互に指令する信号をCPU28に供給する。

【0021】図2は、上記演算制御装置26の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図の自動血圧測定装置は、生体の一部に巻回されたカフ10の圧迫圧力を検出する圧力検出手段50と、カフ10が徐速降圧させられたときに発生する圧力振動すなわち一連の脈波の振幅の大きさの変化に基づいて生体の血圧値を測定する血圧測定手段52と、血圧測定の開始時にはカフ10の圧迫圧力を予め定められた最大昇圧圧力まで急速に昇圧させた後に徐速降圧させ、この徐速降圧期間において血圧値が決定されるとカフ10の圧迫圧力を解放する圧迫圧力制御手段54とを備えている。関係決定手段56は、血圧測定手段52による血圧測定に際して得られた脈波の形状と前記生体の血圧値とに基づいて、カフ10に発生する脈波の形状とその脈波の発生時のカフの圧迫圧力と生体の血圧値との間の生体固有の関係を予め決定する。脈波形状検出手段58は、カフ10の急速昇圧期間においてカフ10に発生する脈波の形状を検出する。血圧値推定手段60は、上記の関係から脈波形状検出手段58により検出された実際の脈波の形状およびその脈波の発生時のカフ10の圧迫圧力に基づいて生体の血圧値を推定する。

【0022】心拍に同期してカフ10に発生する圧力信号である脈波の形状は、カフ10の圧迫圧力が生体の最高血圧値付近の高い状態、平均血圧値付近の状態、最低血圧値付近の低い状態へ順次変化するに伴って、図3の(a)、(b)、(c)に示すように、立ち上がりの傾斜、波形の幅、反射波の位置および形状などが順次変化する性質があることから、その脈波の形状とカフ圧(血圧値)との関係を予め求め、その関係からカフ10の急速昇圧期間において検出された実際の波形に基づいて血圧値が推定され得るのである。

【0023】図2において、前記血圧値推定手段60により推定された血圧値に基づいて前記急速昇圧期間の最大昇圧圧力を決定する最大昇圧圧力決定手段62がさら

に含まれており、前記圧迫圧力制御手段54は、カフ10の圧力がその最大昇圧圧力に到達したら、カフ10の徐速降圧を開始させる。また、前記血圧値推定手段60により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより前記生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段64と、その血圧異常判定手段64により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段66とが、さらに含まれる。

【0024】図4および図5は、上記演算制御装置26の制御動作を説明するフローチャートである。図のステップSA1(以下、フローチャートの特定のステップを示す場合には「ステップ」を省略して符号のみをいう)では、自動血圧測定装置の起動操作が行われたか否かが起動/停止スイッチ42からの信号に基づいて判断される。このSA1の判断が否定された場合には待機せられるが、肯定された場合には、SA2において空気ポンプ14および圧力制御弁16によりたとえば30乃至40mmHg/sec程度の速度でカフ10が急速に昇圧される。【0025】続くSA3では、カフ圧 P_c がたとえば180mmHg程度に予め設定された最大圧迫圧力 P_{c0} に到達したか否かが判断される。このSA3の判断が否定された場合には、SA2以下が繰り返し実行されるが、肯定された場合には、SA4において空気ポンプ14が停止され且つ圧力制御弁16の開度が制御されることによりカフ10の徐速排気が開始され、カフ圧 P_c がたとえば2乃至3mmHg/秒程度の血圧測定に適した速度にて徐速降圧せられる。そして、SA5では、1つの脈波が入力されたか否かが脈波信号SM1に基づいて判断される。このSA5の判断が否定された場合にはSA4以下が繰り返し実行される。

【0026】しかし、上記SA5の判断が肯定された場合には、SA6において脈波の形状がRAM30の脈波形状記憶領域44に記憶された後、SA7においてオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムによる血圧値決定ルーチンが実行され、SA8において血圧値の決定が完了したか否かが判断される。上記血圧測定期間におけるカフ10の徐速降圧期間では、脈波信号SM1に基づく脈波振幅は、図6に示すように、当初は順次増加するがその後は順次減少する性質があり、上記血圧値決定アルゴリズムでは、たとえば脈波の振幅が急激に増加したときのカフ圧値が最高血圧値 P_{max} 、脈波の振幅が最大となったときのカフ圧値が平均血圧値 P_{avg} 、脈波の振幅が急激に減少したときのカフ圧値が最低血圧値 P_{min} としてそれぞれ決定される。

【0027】上記SA8における判断が否定された場合には、SA4以下が繰り返し実行されるが、肯定された場合には、SA9において各血圧値 P_{max} 、 P_{avg} 、 P_{min} がRAM30の血圧値記憶領域46にそれぞれ記憶され且つ表示器38に数字表示されるとともに、SA10において圧力制御弁16が開かれてカフ10が急速に

排気され、カフ10による圧迫が解消される。本実施例では、血圧測定を自動的に実行する上記SA4乃至S8が、前記血圧測定手段52に対応している。

【0028】そして、SA11においてフラグF₁の内容が「1」であるか否かが判断される。このフラグF₁は、その内容が「1」であるときに血圧推定のための関係式が決定されたことを示すものであり、自動血圧測定装置の起動操作時に「0」にクリアされる。当初は上記SA11の判断が否定されるので、前記関係決定手段56に対応するSA12においてカフ10が巻回されている生体に関して脈波の形状すなわち波形解析値とカフ圧P_cと血圧値との関係が決定される。次いで、SA13において上記フラグF₁の内容が「1」にセットされる。上記SA12において関係式が一旦決定されてフラグF₁の内容が「1」とされると、次のサイクルにおいてはSA11の判断が肯定されるので、直接SA14が実行される。

【0029】上記SA12では、SA6において脈波形状記憶領域44に記憶された各脈波の形状が、たとえば脈波の振幅値b、Slope値、%MAP値、立上り%値、ピークインデックスPI値などの波形解析値によりそれぞれ表される。ここで、図7に示すように、上記脈波の振幅値bは脈波の上ピーク値と下ピーク値との差(=上ピーク値SAP-下ピーク値DAP)であり、脈波の高さ形状を示す。上記Slope値は脈波の立ち上がり部分の微分値の最大値(dP/dt)_{max}として定義されるものであり、脈波の立ち上がり部分の最大傾斜を示す。上記%MAP値は脈波振幅値bに対する脈波面積の重心位置の高さa(=重心値MAP-下ピーク値DAP)の割合(=100×a/b)として定義されるものであり、脈波の形状の尖り具合を示す。上記立上り%値は脈波周期T(sec)に対する脈波の立ち上がり時間T_{up}の割合(=100×T_{up}/T)として定義されるものであり、脈波の偏りの程度を示す。上記ピークインデックスPI値は脈波周期T(sec)に対する最大ピークとその次のピークとの間隔T_{pk}の割合(=100×T_{pk}/T)として定義されるものであり、反射波の位置を示す。

【0030】上記SA12では、上記のように波形解析値が算出されることにより、たとえば図8に示すような各波形解析値と実際の血圧値(血圧測定時のカフ圧P_c)との関係を示すデータが得られるので、そのデータから各波形解析値について、波形解析値とカフ圧P_cと血圧値との関係すなわち血圧値をパラメータとする波形解析値とカフ圧P_cとの複数種類の関係が図9、図10、図11、図12、図13に示すように決定される。これらの図9乃至図13において、測定された血圧値以外の血圧値をパラメータとする曲線は、実際の測定された曲線に基づき、予め血圧値毎に所定の相互間隔で設定された複数本の曲線パターンを修正することにより決定される。なお、上記図9、図10、図11、図12、図

13の関係における血圧値は、最高血圧値、平均血圧値、および最低血圧値のいずれであってもよい。

【0031】続くSA14では、連続監視モードであるか否かがモード切替スイッチ40からの信号に基づいて判断される。このSA14の判断が否定された場合には1回測定モードであるので、本ルーチンが終了させられて、再びSA1以下が実行される。しかし、上記SA14における判断が肯定された場合すなわち連続監視モードである場合には、SA15においてタイマーカウンタT₁の内容がクリアされた後、SA16において停止操作が行われたか否かが起動/停止スイッチ42からの信号に基づいて判断される。このSA16の判断が肯定された場合には本ルーチンが終了させられて、再びSA1以下が実行される。

【0032】しかし、SA16の判断が否定された場合には、SA17においてタイマーカウンタT₁の内容に「1」が加算された後、SA18においてタイマーカウンタT₁の内容が予め設定された判断基準値T_{th}に到達したか否かが判断される。この判断基準値T_{th}は、本実施例の自動血圧測定装置の測定周期であり、たとえば数分乃至数十分の範囲内で設定される。当初は上記SA18の判断が否定されるので、SA16以下が再び実行されるが、肯定されると、SA19以下においてカフ10の急速昇圧期間において血圧値を推定するための一連のルーチンが実行される。

【0033】SA19では前記SA2と同様にしてカフ10の急速昇圧が実行され、SA20では1つの脈波が発生したか否かが判断される。このSA20の判断が否定された場合にはSA19以下が再び実行されてカフ10の急速昇圧が継続されるが、肯定された場合には、SA21において脈波の形状が脈波形状記憶領域44に記憶される。次いで、前記血圧値推定手段60に対応するSA22の血圧値推定ルーチンが実行され、カフ10が巻回された生体に関する予め決定された関係から、実際の脈波の形状に基づいて血圧値が推定される。すなわち、SA22では、SA21において脈波形状記憶領域44に記憶された脈波の形状を表す波形解析値、たとえば脈波の振幅値b、Slope値、%MAP値、立上り%値、ピークインデックスPI値が算出され、図9、図10、図11、図12、図13にそれぞれ示す複数種類の関係からそれら波形解析値とその波形解析値が示す波形の脈波が発生したときのカフ圧P_cとに基づいて複数の血圧値がそれぞれ算出され、各算出された複数の値から所定の算出式に従って血圧値が推定されるのである。

【0034】なお、上記関係のパラメータである血圧値は最高血圧値、平均血圧値、および最低血圧値のいずれでもよく、前記SA22において推定される血圧値は上記関係のパラメータに応じた血圧値となる。また、上記算出式は、平均値算出式、各算出された値から重み付平均値算出式、最大値および最小値を除外した後の値から

の平均値算出式などが用いられるが、入力された脈波の形状が異常であると判定された場合には、血圧値の算出は行われないため、続くSA23の判断が否定されることになる。この異常判定も、上記各波形解析値が予め設定された判断基準範囲内であるか否かによって判断される。カフ10の急速昇圧期間において最初に発生した脈波が正常なものであれば、SA22においてはその1つの脈波の形状に基づいて血圧値の推定が行われるので、続くSA23の判断が肯定される。

【0035】次いでSA23では、上記SA22による血圧値の算出すなわち血圧値の推定が完了したか否かが判断される。このSA23の判断が否定された場合は前記SA19以下が再び実行されてカフ10の急速昇圧が継続される。しかし、肯定された場合は、前記血圧異常判定手段64に対応するSA24において、推定された血圧値が異常であるか否かすなわち予め設定された判断基準範囲以内であるか否かが判断される。たとえば、推定された最高血圧値が200以上或いは100以下であるか否か、または推定された最低血圧値が150以上或いは50以下であるか否かが判断される。

【0036】上記SA24の判断が肯定された場合には、SA25において血圧値の異常内容が表示器38に表示される。本実施例では、その表示器38が前記異常表示手段66として機能している。しかし、上記SA24の判断が否定されると、前記最大昇圧圧力決定手段62に対応するSA26において最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ が決定される。そして、SA27では、カフ圧 P_c が上記最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ に所定の余裕値 α を加えた値($P_{c_{max}} + \alpha$)に到達したか否かが判断される。このSA27の判断が否定された場合には、前記SA19以下が実行されてカフ10の急速昇圧が継続されるが、肯定された場合には、前記SA4以下が実行されることにより、カフの急速昇圧から徐速降圧に切り換えられて通常の血圧測定が実行される。

【0037】上述のように、本実施例によれば、関係決定手段56に対応するSA12により図9、図10、図11、図12、図13にそれぞれ示す各関係が予め決定される一方、血圧値推定手段60に対応するSA22によって、その関係からカフ10の急速昇圧期間において脈波形状検出手段58に対応するバンドパスフィルタ22または23により検出された実際の脈波の形状を示す波形解析値とその脈波が発生したときのカフ圧 P_c とに基づいて血圧値(最高血圧値、平均血圧値、または最低血圧値)が推定される。したがって、カフ10の徐速降圧期間に先立つカフの急速昇圧期間において得られた少なくとも1拍の脈波の波形解析値とその脈波発生時のカフ圧 P_c とに基づいて生体の血圧値が推定され、大まかな生体の血圧値を迅速に得ることができる。

【0038】また、本実施例によれば、SA22では、SA12において決定された複数種類の関係から複数の

血圧値が算出されるとともにそれ等の複数の血圧値に基づいて前記生体の血圧値が推定されるので、推定される血圧値の信頼性が高められる。

【0039】また、本実施例によれば、上記SA22により推定された血圧値に基づいてカフ10の急速昇圧の最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ を決定する最大昇圧圧力決定手段(SA26)62と、カフ10の圧力 P_c がその最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ に到達したら、カフ10の徐速降圧を開始させる圧迫圧力制御手段(圧力制御弁16)54とが、設けられていることから、カフ10がその急速昇圧期間において最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ まで昇圧されることにより、カフ10が必要かつ充分な値すなわち生体の最高血圧値よりも所定の余裕値 α だけ高い値まで昇圧されるので、不要に高い圧にカフ10を昇圧したり或いは再昇圧をしたりすることが解消されて生体に対する負担が好適に軽減される。

【0040】また、本実施例によれば、上記SA22により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段(SA24)64と、その血圧異常判定手段64により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段(表示器38)66とが設けられていることから、カフ10がその急速昇圧期間において生体の血圧値が異常であるか否かを知ることができ、生体に対する医療措置について迅速な判断が可能となる。

【0041】次に、前記演算制御装置26の他の制御動作例を説明する。なお、以下の説明において前述の実施例と共通する部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【0042】図14は、本実施例における演算制御装置26の制御機能を説明する機能ブロック線図である。図の自動血圧測定装置では、圧力検出手段50が生体の一部に巻回されたカフ10の圧迫圧力を検出すると、脈波検出手段70はその圧力検出手段50により検出されたカフ10の圧力振動である脈波を検出する。この脈波検出手段70は前記のバンドパスフィルタ22または23に対応している。血圧測定手段52はカフ10が徐速降圧させられたときに発生する一連の脈波の振幅の大きさの変化に基づいて生体の血圧値を測定する。圧迫圧力制御手段54は、血圧測定の開始時にはカフ10の圧迫圧力を予め定められた最大昇圧圧力まで急速に昇圧させた後に徐速降圧させ、この徐速降圧期間において血圧値が決定されるとカフ10の圧迫圧力を解放する。脈波振幅カフ圧記憶手段72は、脈波検出手段70により検出された脈波の大きさおよびその脈波発生時のカフの圧力を順次記憶する。包絡線決定手段74は、血圧測定に先立つカフ10の急速昇圧期間において上記脈波検出手段70により検出された複数個の脈波の大きさとその複数個の脈波が検出されたときのカフの圧力との関係を表す包

格線を決定する。血圧値推定手段76は、予め設定された関係から、上記包絡線決定手段74により決定された包絡線に基づいて前記生体の血圧値を推定する。

【0043】上記包絡線決定手段74は、血圧測定手段52による血圧測定時において用いられた複数の脈波の振幅およびその脈波の発生時のカフの圧力に基づいて包絡線を予め求めている。この予め求めた包絡線は、血圧測定時に発生した比較的多くの脈波に基づくものであるから、比較的精度の高い曲線であるとともに、生体固有の曲線パターンを描いている。血圧値推定手段76は、その予め求めた包絡線と同様の固有の曲線パターンを描くように、急速昇圧期間において得られる比較的小さい個数の脈波の振幅およびその脈波発生時のカフの圧力を示す点を通る包絡線を新たに作成し、その新たな包絡線に基づいて血圧値を決定する。たとえば、オシロメトリック方式と同様に、その新たな包絡線の最大値に対応するカフ圧が平均血圧値として決定され、その新たな包絡線の最大傾斜点に対応する一対のカフ圧のうちの低圧側の値および高圧側の値が最低血圧値および最高血圧値としてそれぞれ推定されるのである。

【0044】図14においても、上記血圧値推定手段76により推定された血圧値に基づいて前記急速昇圧期間の最大昇圧圧力を決定する最大昇圧圧力決定手段62がさらに含まれており、圧迫圧力制御手段54は、カフ10の圧力がその最大昇圧圧力に到達したら、カフ10の徐速降圧を開始させる。また、上記血圧値推定手段76により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより前記生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段64と、その血圧異常判定手段64により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段66とが、さらに含まれる。

【0045】図15および図16は、本実施例における演算制御装置26の制御作動を説明するフローチャートである。図のSB1乃至SB5では、前述の図4のSA1乃至SA5と同様に、カフ10が急速昇圧された後に徐速降圧させられる期間で脈波が入力したか否かが判断される。次いで、SB6では、入力された脈波の振幅およびその脈波発生時のカフ圧 P_c が前記脈波振幅カフ圧記憶手段72に対応するRAM30の脈波振幅カフ圧記憶領域80に記憶される。そして、血圧測定手段52に対応するSB7では前記図4のSA7と同様に血圧測定が実行され、続くSB8乃至SB10では、前記図4のSA8乃至SA10と同様に、血圧測定の完了が判断されると、血圧値が表示されるとともにカフ10の圧迫が解放される。

【0046】上記血圧測定の完了時点では、血圧測定のために採取された比較的多数の脈波の振幅およびその脈波発生時のカフ圧 P_c が脈波振幅カフ圧記憶領域80に記憶されているので、続くSB11では、その脈波振幅カフ圧記憶領域80に記憶された脈波の振幅およびその

脈波発生時のカフ圧 P_c をそれぞれ示す点を通過する包絡線 H_1 が図17に示すように予め決定される。この包絡線 H_1 は、血圧測定のために採取された比較的多数の脈波に基づいて形成されているため比較的正確であり、また、生体固有の曲線パターンを示している。

【0047】続くSB12では、SA14と同様に連続監視モードであるか否かが判断される。このSB12の判断が肯定された場合には、前述のSA15乃至SA20と同様のSB13乃至SB18が実行されて、カフ10が急速昇圧されるとともに、その急速昇圧期間において脈波が入力されたか否かが判断される。このSB18において脈波が入力されたという判断は、脈波間隔が所定の範囲内たとえば20%以内のものについての入力信号が対象とされ、その他のものはノイズとして除去される。SB18の判断が肯定された場合は、SB19においてその脈波振幅およびそのときのカフ圧 P_c が脈波振幅カフ圧記憶領域80に記憶された後、前記包絡線決定手段74に対応するSB20において、急速昇圧時の脈波の振幅とその脈波の発生時のカフの圧力との関係を表す包絡線 H_1 が決定される。このSB20における包絡線決定アルゴリズムでは、前記SB11において決定された包絡線 H_1 と同じパターンの曲線が急速昇圧時に入力された上記脈波の振幅およびその脈波発生時のカフ圧を示す点を通過するようにその形状が修正されることによって包絡線 H_1 が決定されるのである。図18(a)、(b)、(c)、(d)はそのようにして決定された包絡線 H_1 の例をそれぞれ示している。

【0048】次いで、前記血圧値推定手段76に対応するSB21では、上記SB20において決定された急速昇圧時の包絡線 H_1 に基づいて生体の血圧値が推定される。すなわち、オシロメトリック方式と同様に、その急速昇圧時の包絡線 H_1 の最大値に対応するカフ圧が平均血圧値として決定され、その包絡線 H_1 の最大傾斜点に対応する一対のカフ圧のうちの低圧側の値および高圧側の値が最低血圧値および最高血圧値としてそれぞれ推定されるのである。

【0049】続くSB22では血圧値の推定が完了したか否かが判断される。このSB22の判断が否定された場合には、さらなる脈波を読み込むために前記SB17以下が実行されるが、肯定された場合には、前記図5のSA24乃至SA27と同様のSB23乃至SB26が実行されて、血圧異常であると判断された場合にはその異常内容が表示器38に表示される一方、異常でないとは判断された場合には、最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ が決定され、実際のカフ圧 P_c がその最大昇圧圧力 $P_{c_{max}}$ に余裕圧 α を加えた値($P_{c_{max}} + \alpha$)に到達すると、前記SB4以下が再び実行される。

【0050】本実施例では、カフ10の急速昇圧期間において脈波検出手段70により検出された複数の脈波の大きさとその複数の脈波が検出されたときのカフ1

0の圧力との関係を表す包絡線H₁が、包絡線決定手段74に対応するSB20により決定され、血圧値推定手段76に対応するSB21により、予め設定された関係から、そのSB20により決定された包絡線H₁に基づいて生体の血圧値が推定される。したがって、本実施例の血圧測定装置によれば、カフの徐速降圧期間に先立つカフの急速昇圧期間において得られた包絡線H₁に基づいて生体の血圧値が推定され、大まかな生体の血圧値を迅速に得ることができる。

【0051】また、本実施例によれば、SB18の判断の対象が脈波間隔が所定の範囲内の入力信号のみに限定されることによりノイズが除去されるので、推定される血圧値の信頼性が高められる。

【0052】また、本実施例によれば、上記SB21により推定された血圧値に基づいてカフ10の急速昇圧の最大昇圧圧力P_{max}を決定する最大昇圧圧力決定手段(SB25)62と、カフ10の圧力P_cがP_{max}+αに到達したら、カフ10の徐速降圧を開始させる圧迫圧力制御手段(圧力制御弁16)54とが、設けられていることから、カフ10がその急速昇圧期間において最大昇圧圧力P_{max}まで昇圧されることにより、カフ10が必要かつ十分な値すなわち生体の最高血圧値よりも所定の余裕値αだけ高い値まで昇圧されるので、不要に高い圧にカフ10を昇圧したり或いは再昇圧をしたりすることが解消されて生体に対する負担が好適に軽減される。

【0053】また、本実施例によれば、上記SB21により推定された血圧値と予め設定された判断基準値とを比較することにより生体の血圧異常を判定する血圧異常判定手段(SB23)64と、その血圧異常判定手段64により生体の血圧異常が判定された場合には、血圧異常を表示する異常表示手段(表示器38)66とが設けられていることから、カフ10がその急速昇圧期間において生体の血圧値が異常であるか否かを知ることができ、生体に対する医療措置について迅速な判断が可能となる。

【0054】以上、本発明の一実施例を図面に基いて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0055】たとえば、前述の図4および図5の実施例の連続監視モードにおいては、最初の血圧測定後のSA12において一旦関係式が決定されると、それ以後の監視サイクルではその関係式が更新されず用いられるように構成されていたが、連続監視モードにおいて予め設定された周期に従って上記関係式が更新されるようにしてもよい。

【0056】また、前述の実施例では、カフ10の急速昇圧期間において採取される脈波はカフ10の圧力P_cが急速に変化する過程で入力されていたが、予め定められた複数種類の圧力でカフ10の圧力P_cが保持されるようにカフ10の圧力P_cを階段状に急速に昇圧させる

ようにし、カフ10の圧力P_cが保持されたときに脈波が入力されるようにしてもよい。このようにすれば、脈波の形状が一層正確に得られる利点がある。

【0057】また、前述の図16の実施例のSB21では、包絡線H₁からオシロメトリック法により血圧値が決定されていたが、その包絡線H₁からより簡易的に血圧値が決定されてもよい。たとえば、図18(a)の破線に示すように所定の脈波振幅値を示す線と上記包絡線H₁との交点を最高血圧値としてもよいのである。

【0058】なお、上述したのはあくまでも本発明の一実施例であり、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において種々の変更が加えられ得るものである。

〔図面の簡単な説明〕

【図1】本発明の血圧測定装置の一実施例の構成を説明するブロック線図である。

【図2】図1の演算制御回路の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1のカフの圧迫圧力の変化に伴って変化する脈波の形状を説明する図であって、(a)はカフの圧迫圧力が最高血圧値付近の脈波の形状を示し、(b)はカフの圧迫圧力が平均血圧値付近の脈波の形状を示し、(c)はカフの圧迫圧力が最低血圧値付近の脈波の形状を示している。

【図4】図1の演算制御回路の制御作動の一部を説明するフローチャートである。

【図5】図1の演算制御回路の制御作動の一部を説明するフローチャートである。

【図6】図1の実施例において、血圧測定時におけるカフの圧迫圧力の変化とそのカフの圧迫圧力の変化に伴って発生する脈波の大きさの変化を示す図である。

【図7】図1の実施例における脈波の形状を示す各波形解析値の定義を説明する図である。

【図8】各波形解析値と血圧値(血圧測定時のカフの圧迫圧力)との関係を説明する図である。

【図9】脈波振幅値bとカフの圧迫圧力との関係を説明する図である。

【図10】Slope値とカフの圧迫圧力との関係を説明する図である。

【図11】%MAP値とカフの圧迫圧力との関係を説明する図である。

【図12】立上り%値とカフの圧迫圧力との関係を説明する図である。

【図13】ピークインデックスPI値とカフの圧迫圧力との関係を説明する図である。

【図14】本発明の他の実施例における演算制御回路の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図15】図14の実施例における演算制御回路の制御作動を説明するフローチャートである。

【図16】図14の実施例における演算制御回路の制御作動を説明するフローチャートである。

【図17】図14の実施例においてカフの徐速降圧期間において採取された脈波の振幅およびその脈波の発生時のカフ圧との関係を示す包絡線H₁を説明する図である。

【図18】図14の実施例におけるカフの急速昇圧期間において採取された脈波の振幅およびその脈波の発生時のカフ圧との関係を示す包絡線H₁を説明する図である。

【符号の説明】

10：カフ

50：圧力検出手段

52：血圧測定手段

* 54：圧迫圧力制御手段

56：関係決定手段

58：脈波形状検出手段

60：血圧値推定手段

62：最大昇圧圧力決定手段

64：血圧異常判定手段

66：異常表示手段

70：脈波検出手段

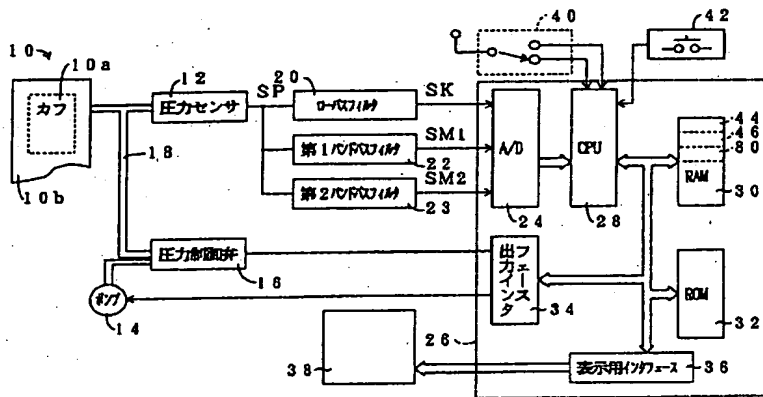
72：脈波振幅カフ圧記憶手段

10 74：包絡線決定手段

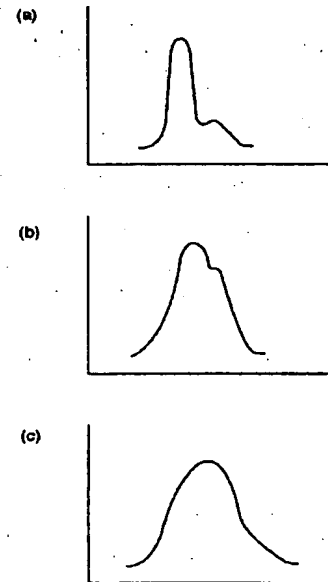
76：血圧値推定手段

*

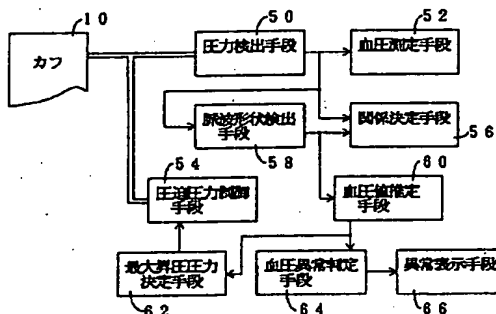
【図1】



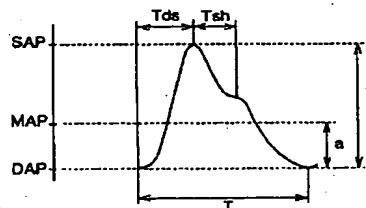
【図3】



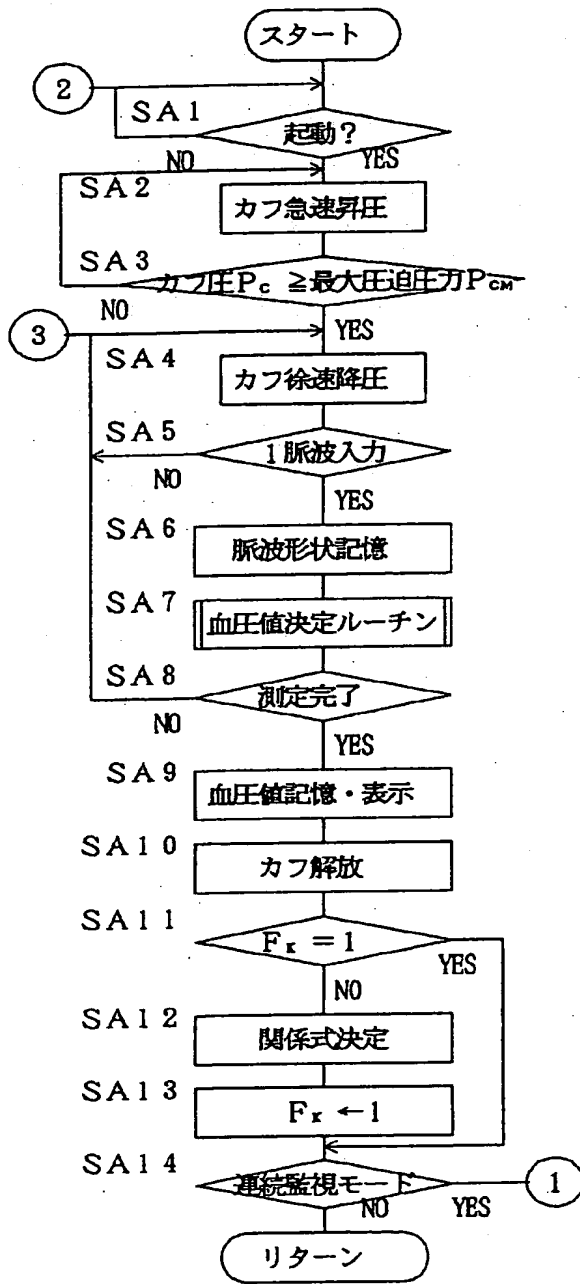
【図2】



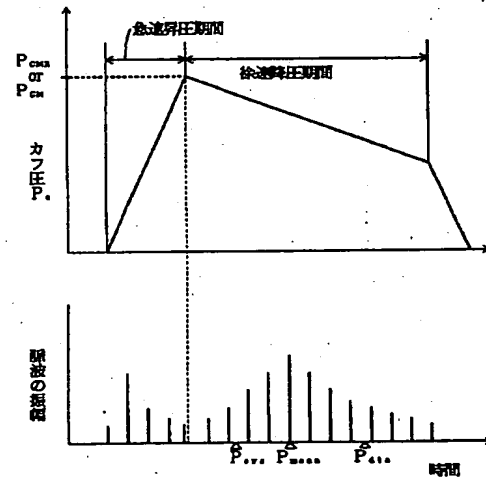
【図7】



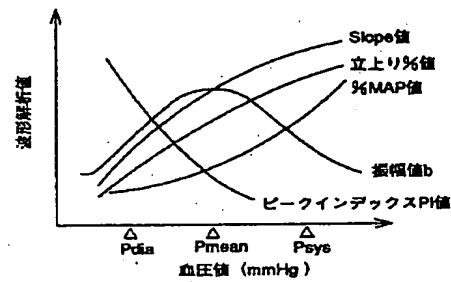
【図4】



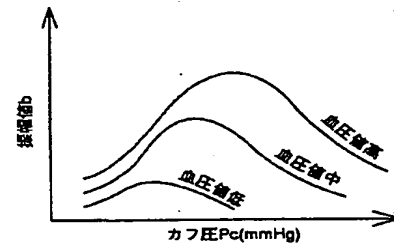
【図6】



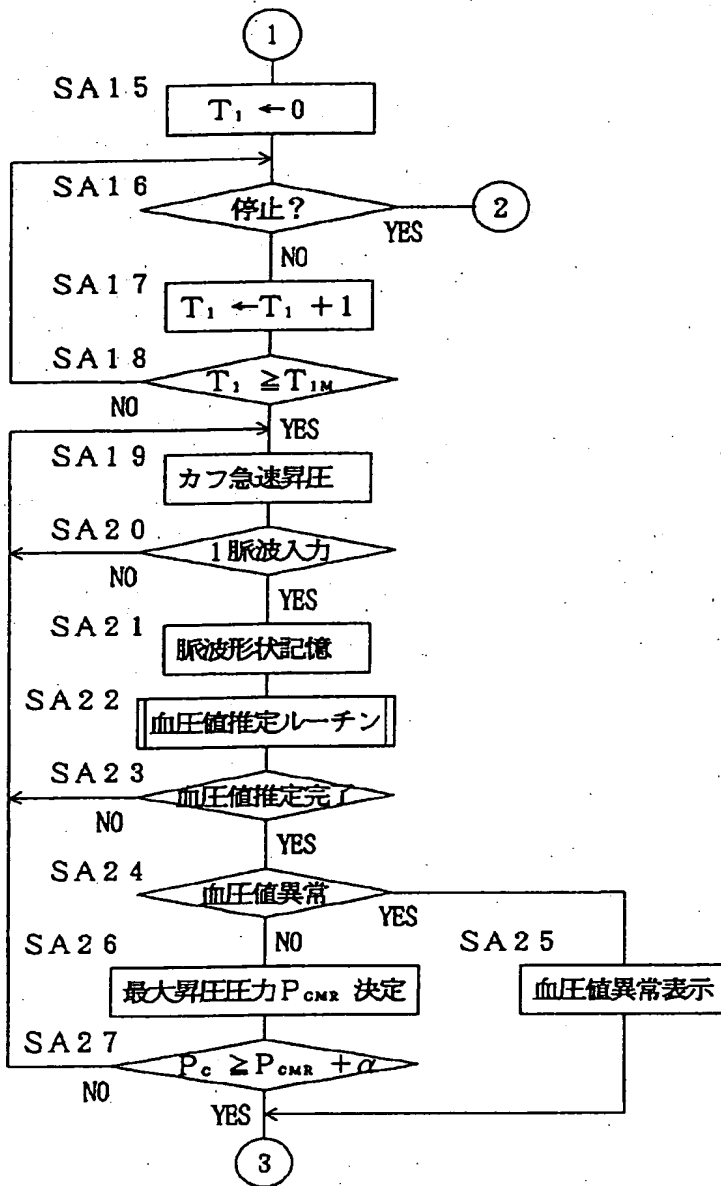
【図8】



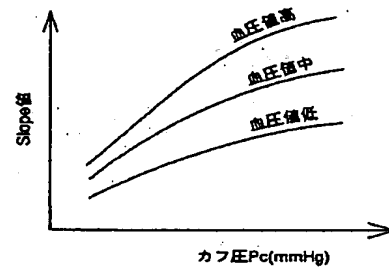
【図9】



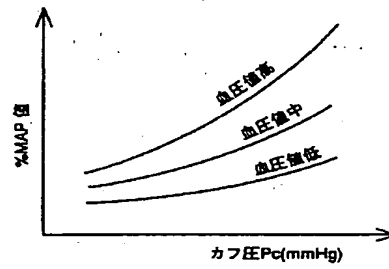
【図5】



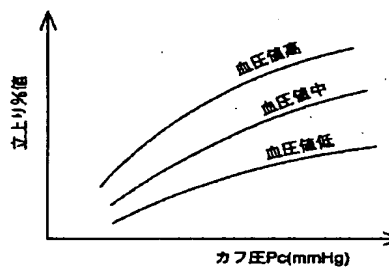
【図10】



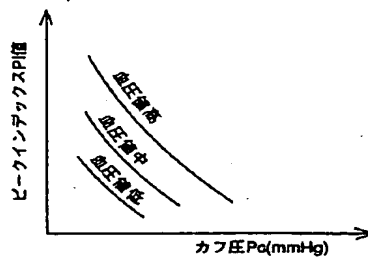
【図11】



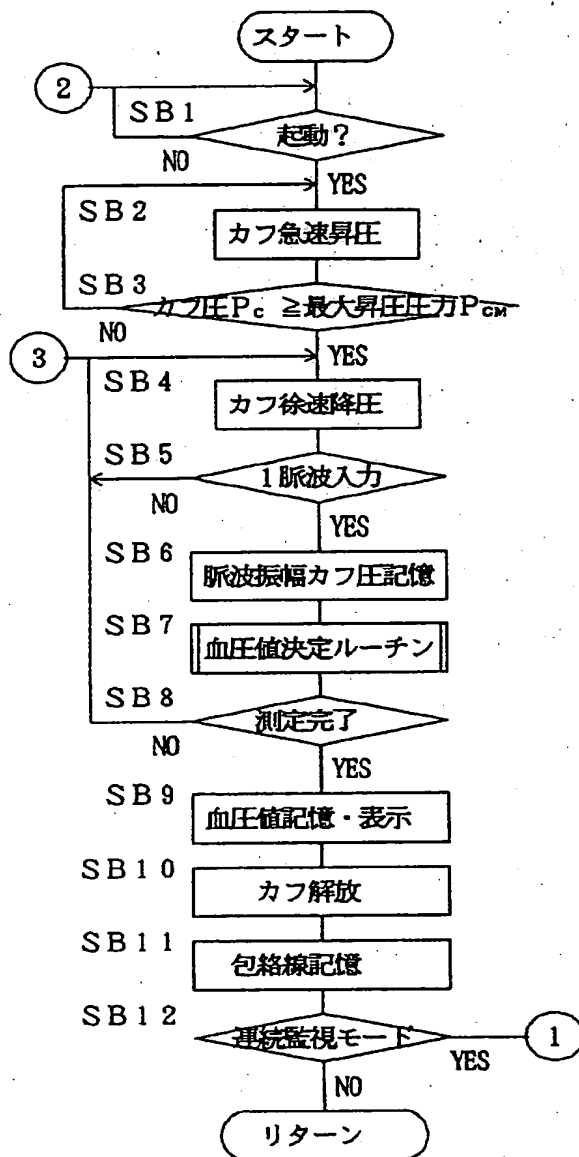
【図12】



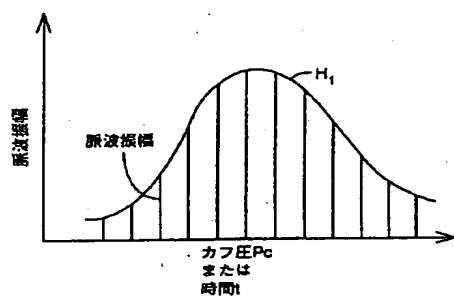
【図13】



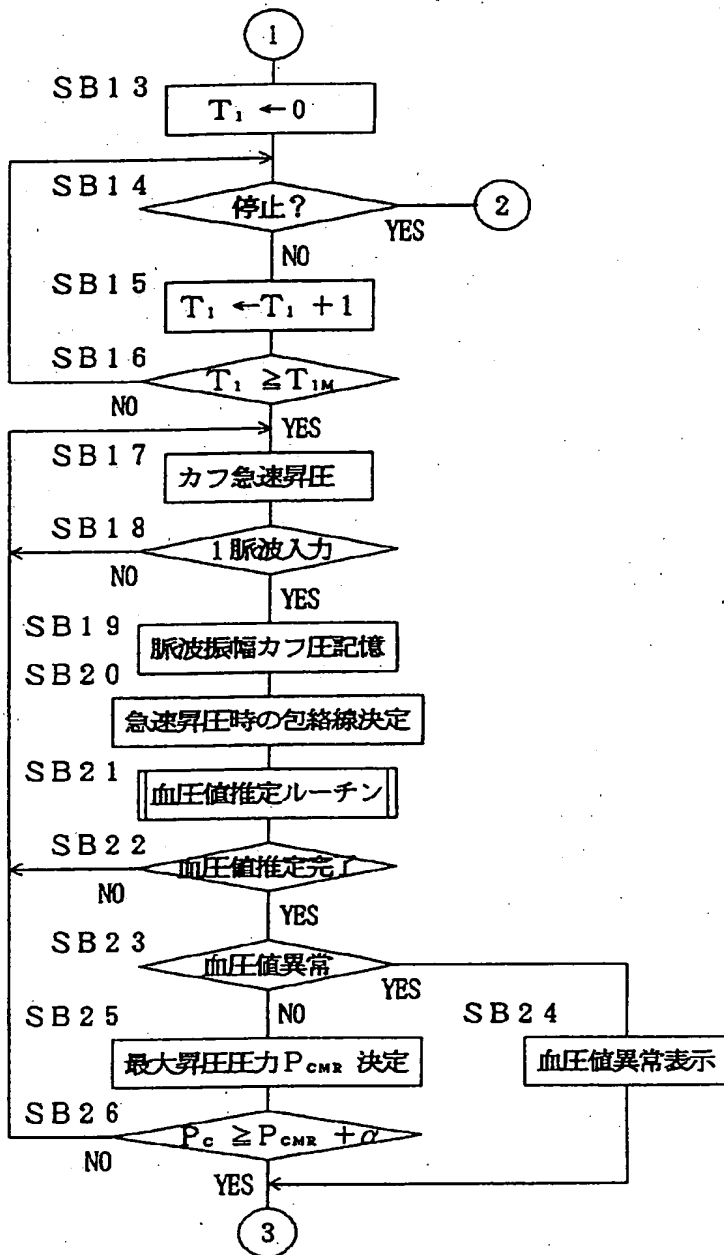
【圖 15】



【圖 17】



【図16】



【図18】

